대한임상신경생리학회지 제 1 권 제 2 호
Journal of the K. S. C. N. Vol. 1, No. 2

Magnetoencephalography(MEG)와 임상적 유용성

가천의과대학 부속 길병원 신경과

박 현 미 · 신 동 진

Magnetoencephalography and Clinical Application

Hyeon-mi Park, M.D., Dong-Jin Shin, M.D.

Dept. of Neurology, Gil Medical Center, Gil Medical School

- Abstract -

Magnetoencephalography (MEG), the measurement of magnetic fields produced by neuronal current associated with normal and pathologic brain activities, is a totally noninvasive method for localizing functional regions of the brain.

During the past several years, many clinical research centers are working to expand various fundamental functional brain regions, which can be easily localized, as well as to characterize magnetic abnormalities which accompany a wide variety of cerebral disease. At present, MEG is used in a number of clinical centers throughout the world for the presurgical functional localization of eloquent cortex, and for the non-invasive localization of epileptiform activity. And also, non-invasiveness means that it can be used for screening and repetitive follow-up measurement without concern for adverse effects.

As procedures for activating various functional brain regions are standardized, and as the effects of specific cerebral diseases on the MEG are carefully documented in controlled studies, the number of routine neurological applications for MEG will increase significantly.

In this paper, the basic principles of MEG are reviewed briefly with its clinical application to neurologic disease.

Key Words : Magnetoencephalography

서 론

Magnetoencephalography(MEG)는 뇌에서 형성되는 자기장(magnetic field)을 두개강외에서 측정하는 검사 방법이다.

19세기 초 Hans Christian Oersted가 전류(electric current)와 자기장의 상호 연관성을 " Simple Right-Hand Rule "에 입각해 설명한 후, 생체전류(bioelectric current)인 신경(neuron)과 근육 섬유(muscle fiber)등에서 일어나는 일련의 전류흐름에도 이 법칙을 적용하여 뇌의 전기 생리학적 현상들을 자기장의 개념으로 설명하기 시작하였다[1].

인간의 뇌는 가장 복잡한 신체 구조로 수백억개의 신경세포(neuron)가 대뇌 피질(cerebral cortex)의 외층을 이루며 무수한 신경 연합(neural synapse)을 통해 인간 활동에 필요한 신호정보망(signal information network)을 형성한다.

교신저자 : 박 현 미
인천광역시 남동구 구월동 1198
가천의과대학 부속 길병원 신경과
TEL) 032 - 460 - 3343, FAX) 032 - 460 - 3344, e - mail) neurohm@ghil.com

이러한 신경신호(neural signal) 발생시 신경계에서 미세한 전류 흐름(current flow)이 생겨나고 자연적으로 주위에 자기장을 형성하게 된다. 실제로 이렇게 형성되는 자장은 크기가 아주 미약하며 "SQUID(Superconducting Quantum Interference Device)-magnetometer"라는 감지기(sensor)를 이용하여야 두개강 외에서 기록(recording)이 가능하다. 이러한 뇌의 피질에서 형성되는 자장을 기록하는 방법이 뇌파(Electroencephalography, EEG), 기능적 자기공명영상(Functional Magnetic Resonance Imaging, fMRI), 단일광자방출전산화단층 촬영(Single Photon Emission Computed Tomography, SPECT), 양전자단층촬영(Positron Emission Tomography, PET), 자기공명분광법(Magnetic Resonance Spectroscopy, MRS)등과 함께 기본적인 뇌 기능 연구와 임상 적용에 이용되는 것 중 하나인 Magnetoencephalography(MEG)이다.

Magnetoencephalography(MEG)는 가까운 미래에 신경과 분야에서 임상적 유용성이 기대되는 방법으로 저자는 뇌 기능의 또 다른 기록법의 하나인 MEG의 개요와 기본적 원리, 그리고 진행되고 있는 임상 분야에 대해 간략히 소개하고자 한다.

본 론

1. 역 사

최초의 생체자기장(biomagenetic field)에 대한 자료는 1963년 Baule과 McFee 에 의해 인간 심장에서의 자기신호(magnetic signal)를 측정한것이며[2], MEG 측정 원리에 기본이 되는 SQUID(Superconducting Quantum Interference Device)를 Zimmerman이 60년대 후반에 고안한 후[3] MIT의 Cohen은 magnetic shielded room을 제작하여 정상인의 뇌에서 자발성알파리듬(spontaneous alpha rhythm)과 간질 환자에서 뇌 활성도(brain activity)를 측정하여 기록하였다[4]. 이것이 뇌파가 만들어진 후 약 40년이 지나 기록된 Magnetoencephalography(MEG)의 첫 시도였다. 그리고 몇 년뒤 뇌 유발 전위(evoked response)의 시도가 있었다[5-7]. 그간 MEG 측정은 대부분 뇌 기능적 연구(brain basic functional research)에 중점적이였으나, 최근 두개강 전체 신호를 한꺼번에 측정할 수 있는 크기인 "large-array whole head biomagnetometer system"의 개발로 동시에 전체적인 뇌 자기신호 측정이 아주 용이해졌으며 이로 인한 다양한 임상적 접근이 가능해졌다. 그리고 또 하나의 발전은 "magnetic source imaging(MSI)" 즉, MEG의 자기적 신호를 해부학(anatomical structure)적 정보를 제공하는 MRI에 합성(superimposition)하여 뇌의 정상적, 혹은 비정상적 기능을 해부학적인 공간적 분해력(spatial resolution)를 높여 정밀한 영상을 제공하게 되었다.

2. 원리

전류흐름(current flow)이 있는 곳에는 오른손 엄지손가락 방향으로 전류(electric current)의 흐름을 나타내고, 나머지 네 손가락의 90도 방향으로 전류 주위에 자기장을 형성한다(Simple Right Hand Rule). 이러한 자기장 세기(magnitude)는 Biot-Savart's law에 따라 다음과 같이 계산되며,

$$B = \frac{\mu_0}{4\pi} \times \frac{|\bar{Q} \times \bar{r}|}{r^3}$$

B : magnetic field magnitude of a current dipole
μ_0 : permeability of free space
Q : current dipole
r : distance from current dipole to location at measured area

대뇌의 완전구형모델(brain spherical model)과 균질성(homogeneity)의 이론을 적용하여 자기력(magnitude)은 대부분 current dipole($\bar{Q}$)에 비례함을 설명한다.

뇌 신경세포가 점진적으로 활성화 될 때 먼저, 세포내 전류(intracellular current)가 자기장을 형성한다. 이 전류의 흐름은 다시 세포외(extracellular space)로 진행하여 하나의 전류회로(current circuit)를 이루고 마찬가지로 자기장을 형성한다. 이 세포외 전류를 용적 전류(volume current)라 하며 뇌의 모양과 성질이, 위에서 언급하였듯이 완전 구형이며 균질성을 갖는다면 크기가 같고 방향이 반대인 용적 전류는 서로 상쇄(cancellation)되어 총 자기장(net magnetic field)은 "zero"가 되며 세포내 전류만으로 자기장을 형성한다. 이것은 이론적인 설명이며 실질적으로 측정되는 자기장은 용적 전류와 세포내 전류에서 형성되는 모든 자장을 포함하게된다(Fig. 1).

자기장은 측정 코일(detection coil)에 방사형(radial)으로 존재할 때 기록이 가능하다. 이에 따라 신경세포의 해부학적 배열을 고려하면 구(sulcus)에 위치하는 신경원이 "tangential dipole"로써 코일과 직각 방향으로 자장을 형성한다. 회(gyrus)에 위치한 신경원들은 "radial dipole"로 코일에 평행하게 자기장을 형성하므로 측정이 불가능하다[8](Fig. 2, 3).

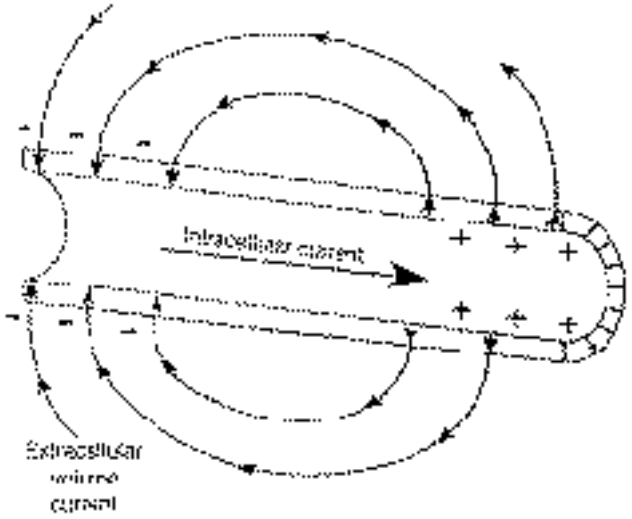

Figure 1. *Current pattern within and near a dendrite 1) intracellular current, 2) extracellular current*

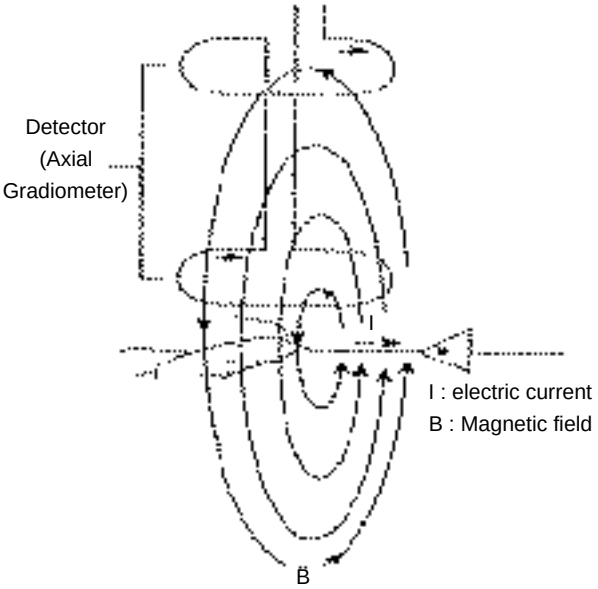

Figure 3. *Magnetic field is generated according to the simple right hand rule when electric current flows.*

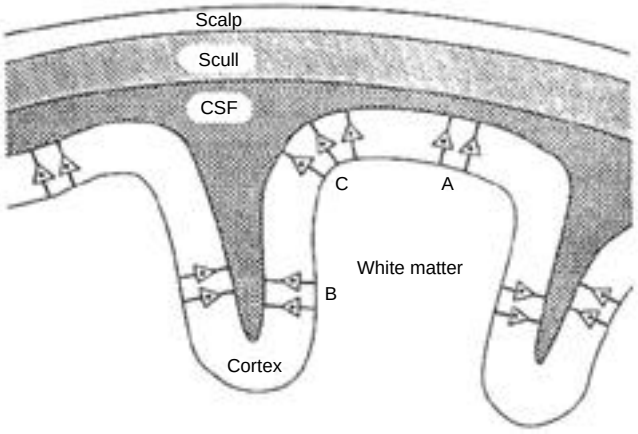

Figure 2. *Cells oriented perpendicular to the skull (A) fail to generate an extracranial magnetic field. Cells oriented parallel to the skull (B) produce a significant radial magnetic field. Cells of intermediate orientation (C) have both radial and tangenitial current components.*

3. 비 교

인간의 뇌 구조, 기능을 기록하는 많은 영상 기법들은 서로 다른 원리와 기록 방법으로 각각의 장단점을 갖고 있다. 이 중 컴퓨터 단층 촬영(computed tomography, CT), 핵자기공명영상(magnetic resonance imaging, MRI)은 고도의 공간 해상력으로 뇌 해부학적 구조의 이해를 가능하게 하였으며, 이는 정적인(static) 영상 기록으로 기능적인 해석 면에서는 아쉬움을 주며, 이러한 욕구는 SPECT, PET 이후 functional MRI까지 다양한 뇌 기능 측정으로 발전되고 있다. 이들 모두 비침습적인 방법이라는 장점을 지니나 X선(x-ray), 방사능 추적자(radioactive tracer), 그리고 강한 자성력(magnitude)이 인체내 투과가 불가피하다. 반면에 1920년대 Hans Berger에 의해 고안된 후 가장 오래, 그리고 가장 널리 사용되는 검사법으로 뇌파는 대뇌 피질에서 형성되는 전기적 신호를 두피(scalp)에 전극을 부착하여 여러 파형으로 기록하는 것으로 인체 내 다른 물질 투여나 투과없이 뇌 현상을 기록하며 파를 형성하는 기본적 전류(primary current)는 동일 하다는 점에서 MEG와 이론적으로 밀접한 연관성을 논할 수 있다. 다시 말하여 시간에 따른 동시다발적 신경 활성도(synchronized neuronal activity)를 측정하며 약 천분의 일초의 시간적 해상력(time resolution)으로 수 초간의 빠른 뇌 활성도 변화를 기록할 수 있다.

MEG와 EEG의 몇 가지 차이점은, 첫째로 EEG가 두피에서 측정될 때 기록 된 전위(electric potential)는 두개강내 여러 구조물에 의해 방해를 받으나, MEG는 거의 완전한 정도로 형성된 자장은 훼손되지 않고 측정 가능하다. 둘째로 EEG에서는 전위 측정을 위해 기준이 되는 표준전극 (referential electrode)이 필요하고 정확한 이상 부위 국소화(localization)를 위하여 다른 여러 montage 변화와 상황 마다의 적절한 표준전극 선정이 요구되나 MEG에서는 표준전극 설정이 필요없다(reference free). 셋째로 기록 방법에 있어 MEG에서는 전극(electrode) 부착이 필요없다. 따라서 전극 부착에 요구되는 시간(measurement time)이 단축되나, 검사 동안에는 어떤 움직임도 허용이 안되며 따라서 간질파 기록과 같은 일정 시간이 요구되는 경우는 특히, 자세 고정에 어려움이 있는 소아에서 일시적인 마취(anesthesia)가 요구되기도 한다.

넷째로, 전위 등위선(potential isocontour line)형성 양상이 전류 분포(electric pattern)보다 자기장 분포(magnetic pattern)에서 더 밀도가 높아 비교적 넓

은 면적의 등위선 분포를 보이는 전기적 신호보다 자기장은 부적절한 국소화(localization inaccuracy)의 정도가 작다. 이는 신호 형성 부위(source)와 측정부위까지 여러 두개 내 구조, 즉 뇌(brain), 뇌척수액(cerebrospinal fluid), 두개골(skull), 두피(scalp)의 불균질성 (inhomogeneity) 때문에 전기적 신호가 이에 영향을 더 많이 받기 때문으로 설명을 한다[9]. 다섯째로 MEG는 자기장의 세기(magnitude)가 source에서 측정부위까지 거리의 세제곱(r^3)에 반비례하므로 심부원(deep source)보다 천부원(superficial source)에 민감하며 따라서 magnetometer의 종류에 따라 약간의 차이는 있지만 신호원 검출(source detection)이 가능한 자기 측정부위와 신호원까지의 거리 제한이 있다. 여섯째로, EEG는 이론적으로 모든 방향의 전류(current)측정이 가능하며 특히 방사분포 전류(radial current)에 예민하고 또한 뇌의 심부원에도 영향을 받는다. MEG는 magnetometer의 구조상 구(sulci)에서 기원한 접선분포전류(tangential currents)만 측정가능하며 이러한 접선분포전류 선택성(tangential current selectivity)은 모든 두개 내 감각 영역 피질(sensory cortex area)이 구(sulci)내에 존재하여 실질적으로 뇌 감각 유발 전위(brain sensory evoked potential) 연구에 좋은 방법으로 유용되고 있다.

일곱째로 MEG에 측정에 필요한 장비는 EEG보다 고도로 정교하고 복잡하며 SQUID-magnetometer의 초전도성 유지 및 냉각을 위해 -269도의 액화 헬륨(liquid helium) 보충이 주기적으로 이루어 져야 하는 등 장비 유지면에서도 많은 비용이 소요되고 이 점이 현재 MEG 임상 적용에 가장 큰 난점으로 해석되고 있다.

현재까지 뇌 기능의 절대적인 기록방법은 없다. MEG 역시 마찬가지이며 뇌의 여러 현상의 설명을 위해서 기술적인면의 개발이 요구되며 전기적, 자기적 기록방법인 EEG와 MEG는 서로 상호 보완적인 측정 방법으로 인식하여 뇌 기능의 최대한 정보를 위해서 MEG와 EEG 기록이 함께 이루어 져야 한다고 본다.

4. 임상적 접근

임상적으로 MEG는 크게 " spontaneous activity " 와 " event related signal response " 측정으로 나눌 수 있다. 간질파(epileptiform discharge)와 abnormal low-frequency magnetic activity(ALFMA) 기록이 자발성 활성도(spontaneous activity)이며 특정 감각 자극 후 유발되는 정보진행양상(information processing response) 측정이 후자이다[10].

1) Presurgical Functional Mapping

간질 수술에 있어서 기능성 피질(eloquent cortex)의 정확한 국소화(localization)는 수술 후 발생되는 신경학적 결손을 최소한으로 하기 위해 절실히 요구되는 부분이며 여러 방법으로 뇌 기능 영역의 해부학적 위치를 알 수 있다. 널리 이용되는 방법 중 하나로 뇌 표면에 전극 부착 후 직접전기자극(direct electrical stimulation)이나 뇌피질전도(electrocorticography)를 이용한 체성 감각 유발 전위 기록(somatosensory evoked responses monitoring) 등을 들 수 있다. 이들은 수술을 통한 침습적 방법이나, MEG에서는 비침습적으로 감각-운동 피질 영역 지도화(functional mapping of sensorimotor cortex)가 가능하다(Fig. 4-1, 2, 5-1, 2). 청각(auditory), 체성감각(somatosensory), 시각(visual)등의 피질 영역화에 대한 많은 보고가 있고[11-15] 최근에는 MR angiography 자료와 합성을 시도하기도 하는 등 MRI와 합성은 정확한 해부학적 위치를 제공하며 삼차원 영상기술을 통하여 특히 신경외과적 수술 접근에 기능영역(functional

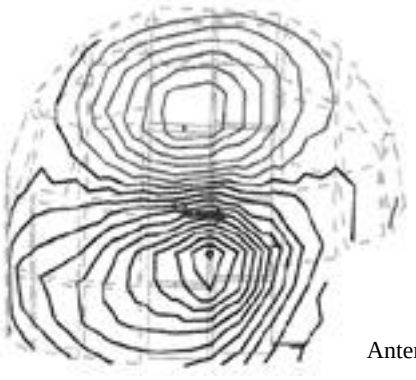

Figure 4-1. *Isocontour maps of scalp potential on somatosensory evoked magnetic response (N20m) by left median nerve stimuli : Arrow illustrated the location of the equivalent current dipole.*

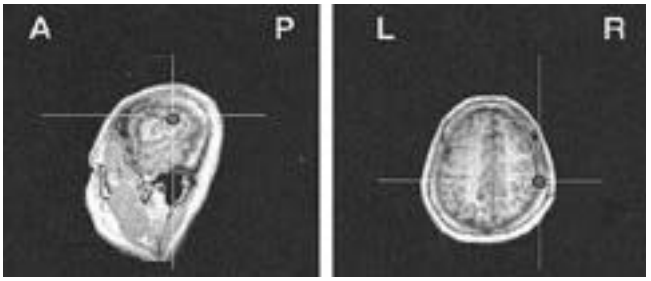

Figure 4-2. *Magnetic source localization showing source of N20m component of left median nerve stimuli (somatosenso - ry evoked response). The source localizes to contralat - eral postcentral gyrus.*

Figure 5-1. *Isocontour map of auditory evoked magnetic respons - es on right auditory stimuli (N100m).*

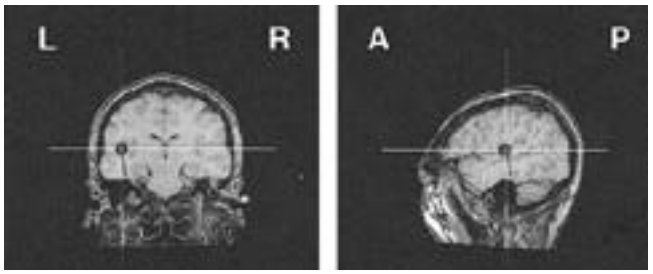

Figure 5-2. *Magnetic source localization images showing that auditory responses (N100m) to auditory stimuli local - ize along the Sylvian fissure.*

area)과 병리영역(pathologic area) 사이의 관계를 규명하여 개인적인 해부학적 다양성(variation)이나 뇌의 병적 상태시 발생가능한 기능적 변화에 대한 유용한 정보를 준다. 또한 소요되는 검사시간은 자극의 종류에 따라 차이는 있지만, 예를 들어 청각, 체성감각 피질기록시는 단지 십 여분 정도의 시간이 소요되어 아주 간편하게 검사가 가능하다.

기억(memory), 언어(language), 주의력(attention)에 대한 뇌기능 연구도 진행중이며, 언어나 기억에 대한 MEG 기록은 앞으로 간질 수술시 WADA 검사의 기능을 대신할 수 있으리라 기대되는 분야이기도 하다.

2) Epileptiform Discharge

MEG의 가장 중요하고 오래된 임상적 시도는 무엇보다도 간질파 기록이라 할 수 있다(Fig. 6).

EEG, SPECT, PET와 더불어 MEG는 새로운 방법으로 간질병소 측정에 이용되며 80년대 SQUID-magnetometer를 내장하고 있는 Dewar의 크기가 small array(7 channels, etc)에서 지금은 large array(306 channels-Neuromag®) system까지 발전하여 한꺼번에 전체 피질에서 간질파 측정을 가능하게하여 효율면과 정확도면에서 많은 기술적인 발전을 이루었다[16-18].

MEG를 통한 간질파 측정시 제기되는 문제점은 첫

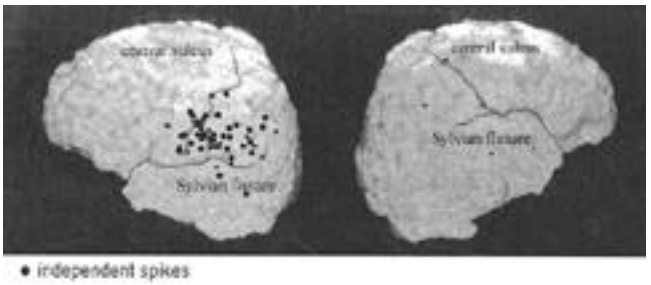

Figure 6. *There are significant number of left hemisphere dis - charges with source localizing to the inferior region with posterior extension just above the Sylvian plane in patient of seizure disorder.*

째, 간질 시작점(seizure onset)을 위한 발작기상태(ictal activity) 측정 필요성에 대한 점으로 MEG에서는 머리의 움직임이 허용되지 않으므로 대부분 기록은 발작간 상태(interictal activity)의 정보를 나타낸다. 이에 따라 앞으로 발작간(interictal) MEG 간질파 양상과 침습적 EEG 측정시 기록된 간질 시작점의 간질파와의 비교가 이루어져 발작간 MEG의 정확도 검증이 필요하겠다[19-20]. 그러나 발작간 검사법 중 하나로써 MEG는 고식적 EEG, SPECT, PET이상의 중요한 정보를 제공한다. 둘째로 간질파 특성상 MEG 분석(analysis)방법 중 하나인 " single dipole model "의 타당성(validity)에 대한 것으로 광범위의 다촛점성 간질파 (multiple extended spike)를 지닌 경우에서는 부적절한 분석방법이나, 대부분 경우에는 single dipole model을 통한 간질파 분석으로 충분하며 이러한 것은 " multidipole model ", " current distribution model " 등을 이용하여 보완이 된다. 마지막으로 임상적인 유용성 여부의 EEG와 MEG 비교연구에서 측정된 MEG와 EEG의 간질병소 국소화 양상이 같은 환자에서도 EEG, 혹은 MEG에서만 기록되는 간질파 기록을 보이기도 한다는 점에서, 다시 이 두 검사의 상호 보완적인 관계를 설명할 수 있겠다.

그러나 MEG는 좌우반구 양쪽에서 독립성(independent) 혹은 종속성(dependent) 간질파 관찰시 어느쪽이 선도측 (leading side)인지 결정에 많은 도움이 된다. 이는 형성된 파의 시각적 관찰(visual inspection)로도 간질파의 시간적 상호관계(temporal relationship)를 결정하는 시간 해상력(temporal resolution)이 MEG가 더 좋기 때문이다[21]. 또한 측두엽외 간질(extratemporal lobe epilepsy)의 경우에는 그 유용도가 높고 침습적방법(invasive monitoring)이 제한되는 경우 특히, 소아 간질환자에서 역시 많은 MEG 요구가 기대된다.

2) Abnormal Low - Frequency Magnetic Activity (ALFMA)

MEG는 정상 검사자(normal healthy subject) 에서는 EEG와 마찬가지로 8~9Hz 정도의 파형이 주를 이루며 병적인 뇌에서는 서파(low frequency wave)를 보인다. 고식적 EEG에서 병적 부위는 여러 부위(multiple recording site)에 걸쳐 광범위하게 나타나나 MEG에서 서파(slowing wave)는 국소성(focality)을 지닌다. 이렇게 기록되는 서파를 "ALFMA"라 명명하며 이는 뇌의 허혈성 변화(ischemic change)[22]와 관련이 많고 그 외 간질(epilepsy), 두개강내 종양(intracranial mass), 외상(trauma), 정신과적 질병(psychiatric dysfunction)[23]의 경우에도 관찰이 가능하다.

결 론

이상에서 뇌 자기장의 변화를 통한 정상적, 병리적 뇌기능 현상을 비침습적인 방법으로 기록하는 MEG를 소개하였다.

특히, 현재 간질의 수술적 치료를 위하여 사용되는 검사는 모두 어느정도의 위양성, 위음성을 지니고 있어 다양한 검사 방법에 의한 정확한 간질 병소 국소화가 필수적으로 요구된다. 특히 외측두엽 간질에서는 내측두엽 간질과 비교하여 수술 성적이 높지 않기에, 앞으로 MEG를 이용한 난치성 간질 환자의 간질 병소 국소화는 물론 감각, 운동, 언어, 기억 영역등의 기능적 뇌 지도화로 그 임상적 유용성을 높이고, 고가(high cost) 장비라는 임상적 제한점을 극복하여 앞으로 새로운 영역의 뇌기능 연구 및 치료의 장을 열 수 있으리라 기대한다.

참고문헌

1. Hamalainen R, Hari M, Ilmoniemi RJ, Knuutila J, Lounasmaa OV ; Magnetoencephalography - theory, instrumentation, and applications to noninvasive studies of the working human brain, *Review of Modern Physics* 65(2):413-497, 1993.
2. Baule GM, McFee R ; Detection of the magnetic filed of the heart, *Am Heart J* 66:95-96, 1963.
3. Zimmerman JE, Thiene P, Harding JT ; Design and operation of stable rf-biased superconducting quantum interference devices and a note on the properties of perfectly clean metal contacts, *J Appl Phys* 41:1572-1580, 1970.
4. Cohen D ; Magnetoencephalography : evidence of magnetic fields produced by alpha rhythm currents, *Science* 161:784-786, 1968.
5. Brenner D, Lipton J, Kaufman L, Williamson SJ ; Somatically evoked magnetic fields of the human brain, *Science* 199:81-83, 1978.
6. Brenner D, Williamson SJ, Kaufman L ; Visually evoked magnetic fields of the human brain, *Science* 190:480-482, 1975.
7. Teyler TJ, Cuffin BN, Cohen D ; The visul evoked magnetoencephalogram, *Life Sci* 17:683-692, 1975.
8. Sato S, Balish MS ; In epilepsy surgery: Principles of magnetoencephalography, New York: Raven Press Ltd, 1991:415-421.
9. Cohen D, Cuffin B ; Demonstration of useful differences between MEG and EEG, Electroencephalogr. *Clin. Neurophysiol.* 56:38-51, 1983.
10. Lewine JD, Orrison WW : In functional brain imaging: Magnetoencephalography and magnetic source imaging, Mosby-Year Book Inc, 1995:369-417.
11. Hari R, Ilmoniemi RJ ; Cerebral magnetic fields, *CRC Crit Rev. Biomed Eng* 14:93-126, 1986.
12. Weinberg H, Cheyne D, Crisp D ; Electroencephalographic and magnetoencephalographic studies of motor function, *Magnetoencephalogr Adv neurol* 54:193-206, 1990.
13. Galen CC, Sobel DF, Waltz T, et al ; Nnoninvasive presurgical neuromagnetic mapping of somatosensory cortex, *Neurosurgery* 33:260-268, 1993.
14. Sutherling WW, Crandall PH , Drcey TM, et al ; The magnetic and electric fields agree with intracranial localization of somatosensory cortex, *Neurology* 38:1705-1714, 1988.
15. Sobel DF, Gallen CC, Schwartz BJ, et al ; Central sulcus localization in human: comparison of MRI -anatomic and magnetoencephalographic functional methods, *AJNR* 14:915-925, 1993.
16. Barth DS, Sutherling W, Engel J, et al ; Neuromagnetic evidence of spatially distributed sources underlying epileptiform spikes in the human brain, *Science* 223:293-296, 1984.
17. Barth DS, Sutherling W, Engel J, et al ; Neuromagnetic localization of epileptiform spike activity in the human brain, *Science* 218:891-894, 1982.
18. Paetau R, Kajola M, Hari R ; Magnetoencephalography in the study of epilepsy, *Neurophysiol Clin* 20:169-187, 1990.
19. Ishibashi H, Morioka T, Shigeto H, et al ; Three- dimensional localization of subclinical ictal activity by magnetoencephalograhy : correlation with inavasive monitoring, *Surg Neurol* 50(2):157-163, 1998.
20. Merlet I, Paetau R, Garcia-Larrea L, et al ; Apprent asynchrony between interictal electric and magnetic spikes, *Neuroreport* 24;8(5):1071-1076, 1997.
21. Stefan H, Schnieder S, Abraham-Fuchs K, et al ; The neocortico-to mesio-basal limbic propagation of focal epilepsy activity during the spike -wave complex, *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 79:1-10, 1991.
22. Vieth J ; Magnetoencephalography in the study of stroke (cerebral vascular accident), *Magnetoencephalogr Adv Neurol* 54:261-269, 1990.
23. Reith M ; Magnetoencephalography in the study of mental illness, *Magnetoencephalogr Adv Neurol* 54:207-222, 1990.